Aus der Prothetischen Abteilung
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Hermann Kirsten)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin
Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt

Werkstoffkundliche Untersuchungen an dentalen Edelmetall-Legierungen unter besonderer Berücksichtigung ihrer Verwendung bei Einstückguß-Freiendprothesen

D i s s e r t a t i o n

z u r

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt Heinz Fuhrmann

aus Berlin

1963

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548012_0095

Aus der Prothetischen Abteilung
(Leiter: Professor Dr. med. dent. Hermann Kirsten)
der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin
Direktor: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald Harndt

Werkstoffkundliche Untersuchungen an dentalen Edelmetall-Legierungen unter besonderer Berücksichtigung ihrer Verwendung bei Einstückguß-Freiendprothesen

D i s s e r t a t i o n

z u r

Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Zahnarzt Heinz Fuhrmann

aus Berlin

Dekan: Professor Dr. med. Bernh. S c h m i d t
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Karl E i c h n e r
Korreferent: Professor Dr. med., Dr. med. dent. Ewald H a r n d t

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 26. September 63

Meinen lieben Eltern gewidmet

I n h a l t

I. Einleitung
II. Literaturübersicht
III. Aufgabenstellung

IV. Experimenteller Teil

1. Werkstoffprüfungen

a) Methodik
b) Tabellen (1a-c, 2a-c, 3a-c)
c) Graphische Darstellungen
d) Beschreibung der Ergebnisse (Auslenkung, Deformationen)
e) Auswertung der Ergebnisse

2. Untersuchungen der Prothesenmechanik

a) Methodik
b) Tabelle (4) und graphische Darstellung (5)
c) Ergebnisse

3. Messungen an gegossenen Klammern

a) Methodik
b) Tabelle (5)
c) Ergebnisse
d) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse von b) Prothesenmechanik und c) Klammermessungen

V. Bewertung für die Praxis
VI. Zusammenfassung
VII. Literaturverzeichnis

I. Einleitung

In den letzten Jahren gelangen zur Versorgung des Lückengebisses in zunehmendem Maße Einstückgußprothesen, die nach dem Modellgußverfahren hergestellt werden, zur Anwendung.

Als das Metallgußverfahren in die Zahntechnik eingeführt wurde, verdrängte es zunächst einmal das Stanzen und Ziehen von Metallblech für die Herstellung von Kronen- und Brückenersatz. Die Platten für herausnehmbaren Zahnersatz wurden jedoch weiterhin geprägt, eine Tatsache, die wohl so zu erklären ist, daß nicht nur der hierzu häufig verwendete Werkstoff V_2A-Stahl bei Krupp gefunden wurde, sondern auch die schwierige Prägetechnik in der gleichen Firma mit gutem Erfolg entwickelt wurde.-

Die Einführung des Einstückgusses ist nicht zuletzt darauf zurückzuführen, daß man jetzt in der Lage ist, mit Hilfe neuzeitlicher elastischer Abdruckmaterialien auf eine verhältnismäßig einfache Weise ein formgetreues Modell herzustellen. Dieses wird gedoppelt, und auf diesem aus Einbettmasse hergestellten zweiten Modell wird dann das Prothesengerüst aus Wachs oder Kunststoff modelliert und gegossen. Bei Verwendung für derartige Arbeiten besonders entwickelter Gußlegierungen und Einhaltung aller für den Einstückguß aufgestellten Regeln gelingt es, poren- und lunkerfreie gutpassende Güsse zu erzielen, die auch in klinischer Hinsicht vollauf befriedigen.

Bei dem Streben nach funktionellem Gleichgewicht zwischen Prothese und Restzahnbestand sind nicht nur die biologischen Faktoren, wie Zustand der vorhandenen Zähne, Artikulationsverhältnisse usw. ins Auge zu fassen, sondern auch die Prothesenmechanik ist insofern von nicht geringer Bedeutung, als sie uns zeigt, welche Reaktionen voraussichtlich als Folge der Prothese in den lebenden Geweben zu erwarten sind.

Überlegungen in dieser Richtung sind besonders bei der prothetischen Versorgung ein- und beidseitig verkürzter Zahnreihen anzustellen, denn die Freiendprothesen stellen in konstruktiver Hinsicht die schwierigsten Aufgaben. Es kommt darauf an, die Inanspruchnahme des Restgebisses und der Kieferschleimhaut in Einklang mit der gegebenen individuellen funktionellen Beanspruchbarkeit der Gewebe zu bringen und in möglichst zweckmäßiger Weise zu verteilen, so daß weder die parodontalen Gewebe noch die Kieferkammgewebe Schaden leiden und

außerdem der größtmögliche Kaueffekt erreicht wird.

Daß die Eigenschaften der verwendeten Prothesenwerkstoffe die Mechanik stark beeinflussen, liegt auf der Hand. Neben dem physikalischen Verhalten des Basismaterials und der Zähne ist das der Halte-, Stütz- und Stabilisierungselemente aus Metall von Wichtigkeit. Zahlenangaben der Lieferfirmen über Härte, Fließgrenze, Zerreißfestigkeit, Dehnung usw. geben Auskunft über das Verhalten der Metalle im plastischen Bereich der Verformung. Da jedoch beim Gebrauch der Prothese bleibende Formveränderungen unerwünscht sind, lassen sich die eben erwähnten Daten nicht unmittelbar verwerten.

Um die Eignung für prothetische Zwecke zu erforschen, bedient man sich spezieller Prüfmethoden. An unserer Klinik wurde von F e h r ein Gerät entwickelt, das es ermöglicht, gerade Drähte, gebogene Klammern und auch an fertigen Prothesen verankerte Klammern einem einfachen Meßverfahren zu unterziehen.

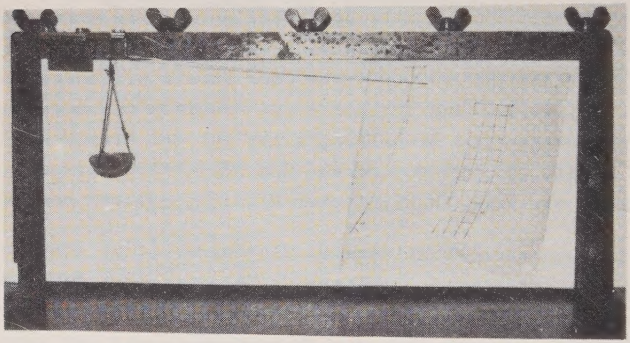


Abb. 1

Die partielle Prothese als ein System von Hebeln überträgt Kräfte von oft ungünstiger Größe und Richtung auf die Parodontien. Die mit Hilfe des Fehr'schen Klammermeßbrettes ermittelten Werte lassen nun direkte Rückschlüsse auf die zu erwartende Beanspruchung der Gewebe zu.

II. Literaturübersicht

Der Umfang des Schrifttums, das die Wiederherstellung des "mandibulomaxillären Apparates" durch eine Freiendprothese behandelt, läßt erkennen, mit welcher Problematik die Lösung dieser Aufgabe verbunden ist.

Es ist eine Gegebenheit, daß die Träger der partiellen Prothese, Gingiva und Parodontium, zwei völlig verschiedene Gewebe darstellen und sich deshalb auch physikalisch verschieden verhalten. K a n t o r o w i c z gibt an, daß die Kompression der Schleimhaut bei einem im Rahmen des üblichen liegenden Kaudruck von 6 - 7 kg pro Quadratzentimeter 0,3 - 1,5 mm beträgt. Die Schmerzschwelle wird je nach Art der Schleimhaut bei einer Kompression von 0,8 - 2,5 mm erreicht. S p r e n g stellt für die Schleimhaut einen Resilienzweg von 0,4 - 2,0 mm, für das Parodontium einen solchen von 0,1 mm fest. U h l i g s Untersuchungen an unteren partiellen Prothesen ergaben in Abhängigkeit von der Größe der drucktragenden Prothesenfläche, der geweblichen Beschaffenheit der Schleimhaut und unter Berücksichtigung der Kraftgröße durchschnittlich Schleimhaut-Resilienzwerte von 0,2 - 0,6 mm.

Das unterschiedliche Verhalten der Parodontien und des Schleimhautpolsters bei Druckwirkungen, die durch die Prothese ausgelöst werden, glaubt man bei dem Konstruktionsplan für die Prothese berücksichtigen zu müssen. S t r a c k und andere empfehlen deshalb, federnde Elemente zu verwenden. Diese sollen einen Teil der Kaubelastung von der Prothesenauflagefläche auf die Parodontien des Restgebisses übertragen. Gleichzeitig soll es vor einer Überlastung und Kippung durch zu starre Aufhängung der Prothese geschützt und der Sattel in seiner Bewegung günstig beeinflußt werden. Die teilweise Übertragung der Kaukraft auf das Restgebiß kann aber nur in geringem Maße durch die Feder erfolgen, wie Strack selbst durch Berechnungen nachweist.

S p r e n g ist folgender Auffassung: Die Übertragung der Schleimhautnachgiebigkeit und ihr Einfluß auf die Restzahngruppen bewegen sich im allgemeinen innerhalb geringer Werte. Deshalb erübrigt es sich, daß sie bei der Konstruktion der Prothese eine besondere Berücksichtigung erfahren. Das "bewegliche Plattensystem" möchte S p r e n g nur bei überdurchschnittlicher Nachgiebig-

keit des Schleimhautpolsters angewendet wissen, während er bei geringer und mittlerer Resilienz das starre System für indiziert hält.

Auch H ä u p l betont, daß die starre Verbindung bei der gestützten Freiendprothese unter gewissen Bedingungen durchaus angezeigt sein kann: "Bei Verwendung von gegossenen Klammern kann die starre Verbindung angewendet werden, wenn hinreichend viele Stützpunkte zur Verfügung stehen und die Kieferkämme wohlerhalten sind und gleichmäßige, geringe Resilienz aufweisen, also eine verhältnismäßig große Tragfähigkeit besitzen. . . . Durch die starre Verbindung wird die Beweglichkeit des Sattels eingeschränkt, was sich sehr günstig für die funktionelle Inanspruchnahme des Kieferkammgewebes auswirkt."

E l b r e c h t befaßt sich u. a. mit der Statik der partiellen Prothese und weist auf die Bedeutung der Klammer- und Stützlinie hin. Die Klammerlinie soll die Prothese so durchqueren, daß auf ihren beiden Seiten Prothesenteile liegen. An der Prothese angreifende Zugkräfte können so durch entsprechende Reaktions- oder Lagerkräfte ausgeglichen werden. Die Stützlinie soll möglichst peripher zum Zahnbogen liegen.

Das Verhalten von Prothesensätteln bei Einwirken einer vertikalen Kraft untersucht K a n t o r o w i c z . Für die Prothetik ergibt sich, daß bei einem abgestützten Sattel nur dann Stützzahn und Kieferschleimhaut gleichmäßig belastet werden, wenn die Kraft in dem Drittelpunkt des Sattels, der dem Stützzahn nahe liegt, einwirkt. Greift die Kraft näher dem Stützpunkt an, wird dieser mehr beansprucht, greift sie jenseits des Drittelpunktes, der der Aufruh benachbart ist, an, so wird das Lager mehr beansprucht. Bei Belastung jenseits des nicht benachbarten Drittelpunktes ist die Abstützung wertlos, da sich der Sattel von seinem Stützpunkt abhebt. Dies wird jedoch durch die den Stützzahn umfassende Stützzugklammer verhindert, gleichzeitig wird auch der Randeinsenkung entgegengearbeitet. Der Stützzahn wird hierbei auf Zug beansprucht. Der einseitig gestützte Prothesensattel beansprucht also das Lager weniger als der ungestützte.

Bei einer doppelseitigen, mit 2 Stützzugklammern versehenen Freiendprothese wird der Kieferkamm bei einseitiger Prothesenbelastung auf beiden Seiten gleichmäßig beansprucht, wenn beide Sättel die gleiche Länge aufweisen. Sind die Sättel verschieden lang, ist die Schleimhautbeanspruchung im Bereich des längeren Sattels entsprechend dem Längenunterschied der Sättel größer. Der Stützzahn der nicht beanspruchten Seite wird hierbei einer Zugwirkung ausgesetzt.

Daß die Mechanik und damit der anzustrebende Gleichgewichtszustand zwischen dem Fremdkörper Prothese und dem lebenden Gewebe auch von den Eigenschaften der Werkstoffe beeinflußt wird, wurde anfangs schon erwähnt. Insbesondere sind Fragen der Abstützung und der Übertragungsmöglichkeiten des Kaudrucks auf das Restgebiß ohne genauere Kenntnisse des elastischen Verhaltens der verarbeiteten Legierungen nicht zu beantworten. R e h b e r g und S t r a c k befassen sich mit Fragen dieser Art. Arbeiten von L o e b i c h beschäftigen sich mit dem Elastizitätsmodul und zeigen, daß die von den federnden Prothesenelementen ausgehenden Kräfte dem Elastizitätsmodul des Werkstoffs etwa proportional sind. Darüber hinaus berichtet L o e b i c h über den Wert von Kraft-Weg-Diagrammen, die geeignet sind, über die Kräfte Auskunft zu geben, die von federnden Teilen der Prothese auf das Restgebiß ausgehen.

An unserer Klinik bestimmte L y m p i u s die Größe der horizontalen und vertikalen Kräfte, die eine Klammer bei bestimmter Belastung auf den Zahn ausübt, und zeigt, daß die Anwendung der Zwei- und Dreibogenklammer zu einer erheblichen Minderung dieser durch die Klammern übertragenen Kräfte führt. E i c h n e r stellt durch Messungen an Befestigungsklammern aus verschiedenen Materialien fest, daß sich eine Verlängerung des Klammerarmes sehr günstig für die Erhaltung des umklammerten Zahnes auswirkt. Setzt man die unter bestimmten Voraussetzungen von einer Einbogenklammer ausgehende Kraft gleich 1, so beträgt diese bei einer Zweibogenklammer rund $\frac{1}{10}$, bei einer Dreibogenklammer rund $\frac{1}{35}$. - In diesem Zusammenhang bringt Eichner alte Klammerformen von G e r b e r , T h i e l e m a n n , B o n y h a r d u. a. in Erinnerung, die auch durch Verlängerung der Klammerarme gut federn.

Die Abwandelung der Winkelklammer nach S c h e p p , wobei die Zweibogenklammer als Vorbild diente, führte zur Federwinkelklammer. Auch hier ist das Bestreben, wie bei der Spiralklammer von W i l l e r , zu erkennen, die Klammerarme lang zu gestalten, um die horizontale Belastung der Ankerzähne auf ein physiologisch tragbares Minimum herabzusetzen.

W e i ß beweist in seiner Arbeit durch Messungen die Erkenntnisse, die durch die praktische Anwendung der Mehrbogenklammern gemacht wurden, und empfiehlt, bei Verwendung von Stahlklammern diese im Durchmesser um $\frac{1}{10}$ mm kleiner zu wählen als entsprechende Klammern aus Edelmetall.

In einer weiteren Veröffentlichung von E i c h n e r - W e i ß sind graphische Darstellungen der Klammerkräfte zu finden. Der Praktiker kann mit Hilfe dieser "Kraft-Meßlängen-Diagramme" einfacher als bisher Befestigung und Abstützung einer partiellen Prothese planen.

In dem Bestreben, den Aufhängeapparat des Zahnes möglichst nur in vertikaler Richtung zu belasten, schuf die amerikanische Prothetik das N e y - Klammer-System, bei dem die vermessene gegossene Klammer zur Anwendung kommt. Bei maximalem Kaueffekt soll sowohl das Restgebiß als auch die belastete Schleimhaut-Knochen-Unterlage weitgehend geschont werden.

III. Aufgabenstellung

Die Träger der partiellen Prothese, Schleimhaut, Kieferknochen und Parodontien, werden beim kauphysiologischen Geschehen in mehr oder minder starkem Maße beansprucht. Daß diese Beanspruchung nicht zur Überbeanspruchung und somit zu einer Schädlichkeit wird, hängt im wesentlichen ab von der Übertragung der Kaukraft, von der Gestalt und Bewegungsform der Sättel sowie von den Kräften, die von den Halte- und Stützelementen der Prothese auf das Restgebiß ausgehen. Auch die Dauer der Einwirkung ist nicht ohne Einfluß auf das funktionelle Gleichgewicht.

Aufgabe dieser Arbeit soll es nun sein, in enger Anlehnung an eine Dissertation von H o f f m a n n die Manik einiger Einstückgußprothesen aus Edelmetall, die der Behandlung freiendender Gebißlücken dienen, zu untersuchen.

Um diese Aufgabe lösen zu können, wird:

1. die jeweilige Sattelbewegung ermittelt, die durch stets vertikal gerichtete, an verschiedenen Punkten des Sattels angreifende Kräfte hervorgerufen werden kann.
2. die jeweilige Durchschnittskraft bestimmt, die bei den Sattelbewegungen auf dem Wege über das Material in mehr oder minder physiologischer Weise auf das Restgebiß übertragen wird.
3. die den Gußklammern innewohnende Kraft untersucht, die es - dem Konstruktionsprinzip solcher Klammern entsprechend - beim Einsetzen der Prothese zu überwinden gilt und die bei eventuellen Prothesenbewegungen Einfluß auf die Ankerzähne haben könnte.

Vor Beginn dieser Untersuchungen sollen jedoch die elastischen Eigenschaften des Gußmaterials, aus dem die Prothesen hergestellt wurden, überprüft werden. Es wurde die Platingoldlegierung "Degulor M" verarbeitet.

Zur besseren Beurteilung des federnden Verhaltens werden Messungen sowohl an gegossenen als auch an gezogenen Prüfstücken aus der Legierung "Deguflex" gemacht und die Ergebnisse gegenübergestellt und verglichen. Des weiteren wird ein Vergleich mit den Ergebnissen von H o f f m a n n angestellt, die sich auf Stahl beziehen.

IV. Experimenteller Teil

1. Werkstoffprüfungen

a) Methodik

Zur Vermessung gelangten gegossene und gezogene Prüfkörper. Es wurden nur solche Längen, Dimensionen und Profile ausgewählt, die in der Prothetik Verwendung finden als Klammern, Bügel, Federstiele usw. Jeder Prüfkörper wurde in zehnfacher Ausfertigung hergestellt und vermessen, um einen brauchbaren Durchschnittswert zu erhalten. Die nach dem Gußverfahren maßgerecht hergestellten Proben wurden nach dem Ausbetten nur gesäubert, jedoch nicht ausgearbeitet oder poliert, um die Möglichkeit einer Veränderung der physikalischen Eigenschaften durch derartige Vorgänge auszuschließen. Um den Einfluß einer Wärmebehandlung auf das elastische Verhalten der Legierungen aufzuzeigen, wurde jedes Prüfstück einer mehrmaligen Messung unterzogen:

1. Messung im Zustand nach dem Guß (Ausbetten nach dem Verschwinden der Rotglut) bzw. im Anlieferungszustand bei den gezogenen Drähten.
2. Messung nach einer Glühbehandlung von 10 Min. bei 800° C im Elektroofen, bei Verschwinden der Rotglut im kalten Wasser abgeschreckt.
3. Messung nach Vergütung im Salzbad 15 Min. bei 400° C, in kaltem Wasser abgeschreckt.

Für die mit dem Fehr'schen Klammermeßbrett durchgeführten Messungen gelten die Gesetze der Statik eines Freiträgers, d. h. eines einseitig eingespannten und senkrecht zu seiner Länge belasteten Stabes. Die Durchbiegung f ergibt sich aus der Formel:

$$f = \frac{P \cdot l^3}{3 \cdot E \cdot J}$$

(P = Belastung, l = Länge, E = Elastizitätsmodul, J = Trägheitsmoment des Querschnittes).

Für den Fall eines geraden Federdrahtes mit kreisrundem Querschnitt ist

$$J = \frac{\pi \cdot d^4}{64}$$

(d = Durchmesser des Drahtes).

Um eine spätere Vergleichsmöglichkeit zu bekommen, sind alle bisherigen Messungen ähnlichert Art, die an unserer Klinik mit dem Klammermeßbrett gemacht wurden, nach einheitlichen von W e i ß angegebenen Durchführungsanweisungen angestellt worden. Diese sollen auch aus dem eben genannten Grunde für die jetzt vorzunehmenden Untersuchungen befolgt werden.

1. Der Prüfkörper wird zwischen zwei fest miteinander verschraubten Messingplatten so befestigt, daß er um die zu messende Länge + $\frac{1}{2}$ cm übersteht. Die Befestigungsvorrichtung (Meßtisch) ist mit dem Meßbrett fest verbunden.

2. Die unter 1. angegebene Überlänge von $\frac{1}{2}$ cm dient zur Anbringung einer Anzeigevorrichtung am freischwebenden Ende des Prüfstückes. Auf diese Weise wird das Objekt der Untersuchung auf 30 cm verlängert, so daß die bei Belastung eintretenden Auslenkungen in vergrößertem Maßstabe auf einer Skala abgelesen werden können.

3. Nach Orientierung des Zeigers in der Nullstellung erfolgt die Belastung mittels einer im gewünschten Abstand vom Meßtischende angehängten Waagschale, die so lange mit Gewichten belegt wird, bis das Prüfkörperende sich um 1 mm in der Vertikalen gesenkt hat. Dies ist dann der Fall, wenn ein Wert angezeigt wird, der je nach der Länge der Prüfkörper vor der Belastung mittels des Strahlensatzes errechnet werden muß.

4. Nach Entlastung des Drahtes läßt sich eine eventuell eingetretene plastische Deformation in der oben angegebenen Weise ebenfalls bestimmen.

b) Tabellen

Die nun folgenden Tabellen zeigen die Ergebnisse der ausgeführten Messungen und lassen die Unterschiede zwischen gegossenem und gezogenem Material in bezug auf ihr elastisches Verhalten erkennen. Des weiteren ist der Einfluß einer Wärmebehandlung auf die Proben zu ersehen.

Die Tabellen 1a, b, c zeigen die Meßergebnisse von runden Profilen, die Tabellen 2a, b, c diejenigen der halbrunden und die Tabellen 3a, b, c die der Bügelprofile.

Die jeweiligen a-Tabellen beziehen sich auf den Zustand "nach dem Guß" bzw. den "Anlieferungszustand". In den Tabellen b sind die Prüfungsergebnisse nach einer Glühbehandlung zusammengefaßt, in den c-Tabellen die Meßwerte der vergüteten Prüfstücke.

Anmerkungen zu den Tabellen 1a bis 3c

1. Zahlenangaben vor dem Schrägstrich in Gramm
2. Zahlenwerte hinter dem Schrägstrich geben den direkt abgelesenen Wert der Deformation an (mm = Angaben, keine wahren Werte)
3. DW = Durchschnittswert

Tabelle 1a

Material: α) gegossen: Degulor M
ß) gezogen: Deguflex

Profil: rund

Zustand: α) gegossen: nach dem Guß (Ausbetten nach Verschwinden der Rotglut)
ß) gezogen: Anlieferungszustand

Dimension: 0,8/ 0,9/ 1,0/ 1,2 mm

Längen: 1,0/ 2,0/ 3,0/ 4,0 cm

	0,8		0,9		1,0		1,2	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	5	6	9	9	15	15	28	27
	6	6	9	10	14	14	28	31
	5	5	7	9	14	15	27	31
	6	5	9	10	12	14	28	31
cm	5	5	8	9	12	14	28	30
	5	6	9	10	14	14	25	31
	4	6	8	9	14	14	24	29
	6	7	8	9	13	15	25	31
	5	6	9	9	14	14	24	31
	5	6	8	9	13	15	25	30
W.	5	6	8	9	14	14	26	30
	14	13	20	20	27	36	57	56
	12	14	18	20	34	30	54	62
	11	13	21	22	31	32	51	62
	11	13	19	22	27	34	45	63
	12	13	21	21	28	31	57	66
cm	12	14	19	22	35	32	55	52
	13	13	20	20	31	33	55	69
	12	14	23	20	27	30	52	65
	12	14	20	21	30	33	52	62
	13	13	19	22	35	34	52	69
W.	12	13	20	21	30	33	53	63
	37	36	52	70	90	105	190	215
	35	37	51	69	85	105	180/1	220
	38	44	55	74	87	110	195/1	210
	37	44	67	70	87	114	175/-	220
	33	44	57	71	85	107	205	220
cm	39	46	52	71	92	110	190	210
	30	47	50	77	100	100	150	210
	44	45	63	69	95/1	100	160/1	220
	32	43	60	77	95	100	170	210
	37	44	54	70	72	107	192	215
W.	36	43	56	72	89/0,1	106	181/0,3	215
	240/5	285/0,5	340/5	445/3,5	480/5	585/3	1045/8	1280/5
	210/2	220/1	325/5	460/2	480/7	670/3	1020/2	1210/5
	212/3	260/1	360/4	535/1,5	750/4	640/1	1095/4	1270/2
	205/4	260/3,5	345/5	410/4	435/8	640/2	985/2	1400/4
	205/2	250/4	365/4	510/3	510/3	640/2	880/6	1270/3
cm	215/5	250/3	325/3	500/1,5	438/3	590/5	1110/5	1310/4
	300/5	250/4	350/4	480/2	567/3	580/6	865/7	1270/3
	210/6	265/3,5	405/5	520/2	630/6	620/2	1060/7	1250/3
	200/3	255/3,5	365/5	480/4	478/6	670/2	970/8	1300/4
	260/5	285/1,5	370/2	480/2	496/6	630/2	1015/5	1380/5
W.	226/4,0	256/2,6	355/4,2	482/2,6	526/5,1	627/2,8	1095/5,4	1294/3,8

Tabelle 1b

Material) Zustand: α) gegossen) 10 Min. bei 800° C
Profil) ß) gezogen) im elektr. Ofen ge-
Dimensionen) wie Tab. 1a glüht, bei Verschwin-
Längen) den der Rotglut abge-
schreckt in kaltem
Wasser

	0,8		0,9		1,0		1,2	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	7	6	9	10	15	16	27	31
	4	6	9	9	13	14	27	32
	5	6	9	10	11	15	28	30
	5	5	9	10	12	15	27	30
	5	6	8	9	14	16	25	30
4 cm	5	6	8	9	12	16	26	27
	6	6	9	10	13	15	28	31
	4	5	7	10	14	14	22	31
	5	7	8	10	13	14	25	33
	5	6	8	9	14	15	27	32
DW.	5	6	8	10	13	15	26	31
	13	14	20	21	32	36	53	75
	11	14	19	21	27	35	49	67
	12	13	20	23	26	40	52	70
	11	14	21	21	30	37	51	74
	14	14	19	20	28	38	53	72
3 cm	14	14	21	21	34	30	49	76
	12	14	21	22	30	35	50	72
	12	15	20	21	34	37	57	77
	13	13	18	22	27	35	57	75
	12	15	19	21	35	35	55	72
DW.	12	14	20	21	30	36	53	73
	35	47	52/1	67	88/1	70/0,5	205/1	260
	34	45	67	74/1	87/1	115/0,5	162	250/1
	31/0,5	47	51/2	75/1,5	80/1	115	145/2	260
	38	46	55	80	98/1	110/1	182	215/0,5
	41	47	50	76	86/1,5	105/2	150/3	230/1
2 cm	30	49	54	78	92/0,5	115/2	175/2	200/2
	37	46	60	65/0,5	78/2	110/1	190/1	230/1
	43	45	56	80	98	120/1	180	220/1
	37/2	42	52/1	70/0,5	89/1	110/1	160	250/1
	37/0,5	45	63	72	97/1	130	175/2	200
DW.	36/0,3	46	56/0,4	74/0,4	89/1,0	110/0,9	172/1,1	232/0,8
	240/7	290/1,5	350/8	430/2	440/7	570/6	990/5	1320/4
	202/6	190/9	335/6,5	450/2	500/4	670/2,5	910/10	1280/5
	222/4	310/3	420/4	460/2	570/6	670	800/6	1300/4
	202/4	270/3	380/7	420/1,5	665/6	650/3	830/7	1220/4
1 cm	150/4	300	375/5	420/3	535/5	690/0,5	960/5	1240/6
	200/7	290/3	355/5	420/2,5	555/6	650/4	1000/7	1290/4
	275/5	270/3	325/9	400/2	535/8	640/5	980/7	1320/4
	182/5	280	315/5	410/3	510/11	720/2	840/10	1390/3
	230/4	205/5	305/3	450/2	520/3	670/4	930/4	1280/2
	210/8	280	395/5	400/8	480/6	600/2	860/5	1350/4
DW.	211/5,4	269/2,8	356/5,8	426/2,8	531/6,2	653/2,9	900/7	1299/4,0

Tabelle 1c

Material)
Profil)
Dimensionen) wie Tab. 1a
Längen)

Zustand: α) gegossen) 15 Min. bei 400° C
ß) gezogen) im Salzbad vergütet,
dann in kaltem Wasser abgeschreckt

0,8		0,9		1,0		1,2	
geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
7	6	9	11	14	15	33	32
6	6	9	11	17	15	30	34
6	7	10	11	15	16	31	35
5	6	10	10	15	14	35	33
5	7	10	10	14	14	30	37
6	6	9	10	13	15	31	35
7	6	10	10	17	14	33	32
6	6	10	10	17	17	30	35
6	6	9	10	17	15	32	35
6	7	10	10	13	15	30	32
6	6	10	10	15	15	32	34
15	15	21	23	35	36	68	79
13	14	21	25	34	36	66	78
14	14	23	23	35	36	68	80
16	15	22	23	37	35	68	76
14	15	23	22	34	36	68	79
16	15	22	24	40	37	72	76
15	15	21	23	36	36	66	75
14	15	24	21	34	36	65	75
13	15	22	22	36	35	67	75
13	15	22	21	33	37	65	76
14	15	22	23	35	36	67	77
42	45	67	77	110	115	210	255
41	47	71	70	124	115	215	245
40	46	68	76	100	115	220	235
41	47	68	70	115	110	220	265
46	47	74	80	110	117	210/0,5	230/1
38	46	69	76	100	118	200	245
41	45	67	72	105	115	200	245
49	43	75	70	110	117	210	245
40	47	72	69	110	115	225	220
50	47	71	80	109	115	210	240
43	46	70	74	109	115	212/0,1	243/0,1
285/1	330	475/3	510	905/2	720/1	1470/1	1550/1
305/1	345	500/1	480/2	880/0,5	780	1430/0,5	1640/1
310/2	300/1	480	540	740/1,5	800	1520/1	1740/1
405	335	500/1	540	810/0,5	810	1470/1,5	1670/1
390/1	320	480	530/0,5	810	710/2	1440	1670
425/0,5	345	520/1	530	780/1	800	1550	1560/1
315	345/1,5	485	530	720/1	800	1520/2	1500/1,5
290	325	495	540/1	900/1,5	770/1	1580/1	1640/0,5
340	340/1	450/1	540	820	810/1	1500/3,5	1700
335/1	345	510	540/1,5	820	790	1500	1640/0,5
340/0,7	333/0,4	490/0,7	528/0,5	819/0,8	779/0,5	1498/1,1	1631/0,8

Tabelle 2a

Material: α) gegossen: Degulor M
ß) gezogen: Deguflex

Profil: halbrund

Dimensionen: 2,0 x 1,0/1,75 x 0,87/1,5 x 0,75 mm

Längen: 1,0 / 2,0 / 3,0/ 4,0 cm

Biegemodus: In Richtung des kleineren Durchmessers über die halbrunde Fläche

Zustand: α) gegossen: Nach dem Guß (Ausbetten nach Verschwinden der Rotglut)
ß) gezogen: Anlieferungszustand

	1,5x0,75		1,75x0,87		2,0x1,0	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	9	8	17	17	31	30
	9	9	15	17	30	30
	10	10	14	20	27	27
	9	8	16	18	29	28
	8	9	14	15	27	31
4 cm	9	8	15	18	29	30
	9	9	16	16	28	27
	9	10	16	16	30	28
	9	11	18	17	27	30
	9	8	15	18	29	31
DW.	9	9	16	17	29	29
	19	22	39	46	92	76
	23	25	38	45	72	80
	24	21	36	40	70	75
	20	22	40	40	55	75
3 cm	23	22	39	42	73	80
	19	26	36	40	61	78
	22	26	35	42	71	80
	22	22	42	40	65	75
	25	23	40	39	68	76
	23	23	38	38	57	75
DW.	22	23	38	41	68	77
	74	68	126	145	188/1	230
	61	74	118	128	218	250
	76	85	111	135	234	250
	61	75	116	140	198/1	255
	77	90	115/1	135	159	240
2 cm	65	82	142/1	132	184/1	255
	74	85	119	135	195	250
	63	69	129	138	202/0,5	230
	71	84	102/1	140	194	235
	69	75	113	130	181	230
DW.	69	79	119/0,3	136	195/0,4	243
	460/3	540	830/3	960	1190/6	1420/3
	380/3	520/1,5	817/2	790/2	1200/4,5	1440/3,5
	384/2	470/2	835/5	720	1110/4	1500/3,5
	464/3	450/2	695/4	920/2	1110	1400/4
	355/4	540/2	652/2	710/3	1215/1	1470/3
1 cm	422/1	540/1	665/3	750/3	1300/1	1400/1,5
	410/1	530	615/3	820/0,5	1250/4	1400/3
	396/0,5	510/1	770/3	810/0,5	1230/3	1420/2
	383/2	535	618/3	870/3	1270/5	1410/2
	412/1	520	620/4	910/2	1265/5	1400/2
DW.	407/2,1	516/1,0	712/3,2	826/1,6	1214/3,4	1426/2,8

Tabelle 2b

Material)
Profil)
Dimensionen) wie Tab. 2a
Längen)
Biegemodus)

Zustand: α) gegossen) 10 Min. bei 800° C
ß) gezogen) im elektr. Ofen geglüht, bei Verschwinden der Rotglut abgeschreckt in kaltem Wasser

	1,5x0,75		1,75x0,87		2,0x1,0	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	10	9	20	20	27	31
	8	10	16	16	25	33
	10	9	15	18	27	33
	8	10	15	19	28	30
	8	10	15	20	27	31
4 cm	9	10	15	17	28	34
	9	8	16	16	28	31
	8	9	15	17	30	30
	9	10	19	19	29	31
	8	9	18	18	31	30
DW.	9	9	16	18	28	31
	25	26	41	42	91	70
	25	23	42	45	63	70
	22	26	43	40	73	71
	24	25	43	46	55	71
	24	21	35	42	71	72
3 cm	19	22	42	45	58	76
	20	22	37	40	61	76
	22	18	37	42	68	72
	19	21	39	42	57	71
	18	22	35	40	75	72
DW.	22	23	39	42	67	72
	75	75	102	125/1,5	190/1	230
	63	70	110/1	142	225	245
	64/0,5	69	135/0,5	140	195/0,5	240
	76	73	102	138	225/1	230/1
	73	61	130/1	135	230	245
2 cm	60	75	121/1	142	280	255
	55	82/1	125	152/1	190	230
	77	76	155	130	185	225/2
	71	86	132/1	125	250/1	215
	56	85	110	135	235/1	230/1
DW.	67/0,1	75/0,1	122/0,5	136/0,3	220/0,5	235/0,4
	495/3	450/2	735/6	820/4,5	1240/4	1470/4
	380/2	500/1	820/2	920	1250/4	1430/1,5
	360/2	360/4	690/4	770/4	1330/7	1490/1,5
	305/2	370/5	840/6	750/4	1120/3	1440/2,5
	390/4	480/1,5	840/5	980/3	1370/2	1470/2
1 cm	500/3	480/2,5	700	870/2	1300/6	1500/4
	410/6	530/2,5	610/3	920/3	1240/6	1190/9
	425/5	470/1,5	600/8	810/2	1200/6	1350/2
	370/6	420/4	695/3	960/2	1420/5	1400/2,5
	395/1	510/1,5	750/5	800/2	1240/5	1400/1
DW.	403/3,4	457/2,6	728/4,2	860/2,7	1271/4,8	1414/3

Tabelle 2c

Material)
Profil)
Dimensionen) wie Tab. 2a
Längen)
Biegemodus)

Zustand: α) gegossen) ß) gezogen)

15 Min. bei 400° C im Salzbad vergütet dann in kaltem Wasser abgeschreckt

	1,5x0,75		1,75x0,87		2,0x1,0	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	10	9	20	20	31	32
	9	10	20	22	31	33
	10	10	19	23	32	32
	9	10	17	19	31	33
	10	10	18	22	32	33
4 cm	10	10	18	22	34	34
	9	10	17	18	32	33
	9	10	21	21	33	34
	10	9	19	19	31	33
	10	10	20	18	31	32
DW.	10	10	19	20	32	33
	27	22	42	43	75	83
	28	24	41	43	77	77
	27	22	47	43	75	76
	27	27	46	46	90	77
	25	24	46	47	81	80
3 cm	28	24	46	43	80	83
	27	21	52	46	76	80
	25	26	45	44	70	83
	26	25	47	49	75	80
	27	21	42	45	80	81
DW.	27	24	45	45	78	80
	77	78	149	172	250	270
	87	79	148	140	255	270
	92	81	135	150	270	275
	96	92	150	140	235	260
	92	74	137	145	250	250
2 cm	71	82	138	150	225	270
	80	90	146	142	250/0,5	270
	97	79	135	140	235	265
	95	94	142	150	255/1	260
	84	88	140	155	270	270
DW.	87	84	142	148	250/0,2	266
	570	580	890	1110	1760/0,5	1900/1
	570/3	580	920/1	1020	1740	1925/0,5
	620	650	1070/1	960	1690	1850
	550/1,5	570	1000/1	990	1770	1670
	650	650	1010/1	920	1710/1	1850/1
1 cm	650/1	580	1010	1020/1,5	1730/2,5	1860
	630	600	1000	1150	1780/0,5	1800
	630	600	1030/1,5	1050	1840	1880
	650	600	1050/2	1060/1	1710	1770/0,5
	570	680	1000	1120	1700/1	1760
DW.	609/0,6	609	998/0,3	1040/0,3	1743/0,6	1827/0,3

Tabelle 3a

Material: α) gegossen: Degulor M
ß) gezogen: Deguflex
Profil: oval
Dimensionen: 1,5 x 3,0/ 1,75 x 2,8/ 2,05 x 3,75
Längen: 3 / 5 cm
Biegemodus: In Richtung des kleineren Durchmessers

Zustand: α) gegossen: nach dem Guß (Ausbetten nach Verschwinden der Rotglut)
ß) gezogen: Anlieferungszustand

	1,5x3,0		1,75x2,8		2,05x3,75	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
5 cm	62	64	125	150	200	230
	60	80	125	150	195	250
	51	70	128	145	155	250
	55	75	130	145	180	230
	51	75	124	150	195	245
	61	72	120	120	180	245
	52	75	126	140	175	250
	54	70	123	130	185	230
	58	74	121	145	190	250
	61	72	127	140	175	245
DW.	57	73	125	142	183	243
3 cm	270	340	480	550	970	1060
	205	320	500/2	550	820	1030
	265/0,5	310	460/2	570	830	1020/0,5
	270	300	540	530	1030	1050
	245/1	310	500	530	950/2	1000
	220	310	520	560	900	1000/0,5
	260	310	550	540	880/2	950/0,5
	270	300	510/4	530	850/2	1020
	280	310	450	530	950	1010
	260	310	480	550	980/3	1030
DW.	255/0,2	312	499/0,8	544	916/0,9	1017/0,2

Tabelle 3b

Material)
Profil)
Dimensionen) wie Tab. 3a
Längen)
Biegemodus)

Zustand: α) gegossen) 10 Min. bei
ß) gezogen) 800° C im elektr. Ofen geglüht, bei Verschwinden der Rotglut abgeschreckt in kaltem Wasser

	1,5x3,0		1,75x2,8		2,05x3,75	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	55	72	120	120	220	235
	65	75	120	130	195	245
	59	65	130	140	205	240
	63	75	125	140	200	250
	64	65	130	130	195	245
5 cm	60	75	110	130	225	250
	60	70	110	125	200	230
	60	75	130	140	180	235
	55	76	110	120	190	240
	60	70	110	135	190	230
DW.	60	72	120	131	200	240
	265	300	470/1	540	950	1040
	220/1	320	510	520	860/2	1010
	220/1	310	535	560	940	1030
	240	320	450/1	530	900	1040
	245	310	500	560	850/1	1010
3 cm	240	310	450	590	860	950/0,5
	270	330	460/3	570	810/2	910/0,5
	275	340	510/4	520	910	1040
	275	310	495	560	820	1010
	225	300	490	500/1	870	1030
DW.	248/0,2	315	487/0,9	545/0,1	877/0,5	1007/0,1

Tabelle 3c

Material)
Profil)
Dimensionen) wie Tab. 3a
Längen)
Biegemodus)

Zustand: α) gegossen) 15 Min. bei 400° C
ß) gezogen) im Salzbad vergütet,
dann in kaltem
Wasser abgeschreckt

	1,5x3,0		1,75x2,8		2,05x3,75	
	geg.	gez.	geg.	gez.	geg.	gez.
	62	85	130	140	210	240
	60	85	130	135	190	260
	75	82	134	140	240	230
	62	85	120	140	220	240
	62	85	120	130	220	240
5 cm	67	75	132	150	230	245
	70	85	130	130	220	230
	65	85	120	140	230	250
	62	82	125	135	220	260
	67	85	130	140	220	250
DW.	65	83	127	138	220	245
	300	350	480	600	960	990
	300	330	530	610	1040/0,5	1020
	290	370	560	600	980	1090
	310	340	550	600	1000	1070
	280	340	530	590	950/0,5	1080
3 cm	290	340	570	600	970	1100
	300	350	550	590	980	1070
	290	350	520	600	1020	1110
	310	360	520	610	980	1100
	300	340	570	600	970	1020
DW.	297	347	538	600	985/C,1	1065

c) Graphische Darstellungen

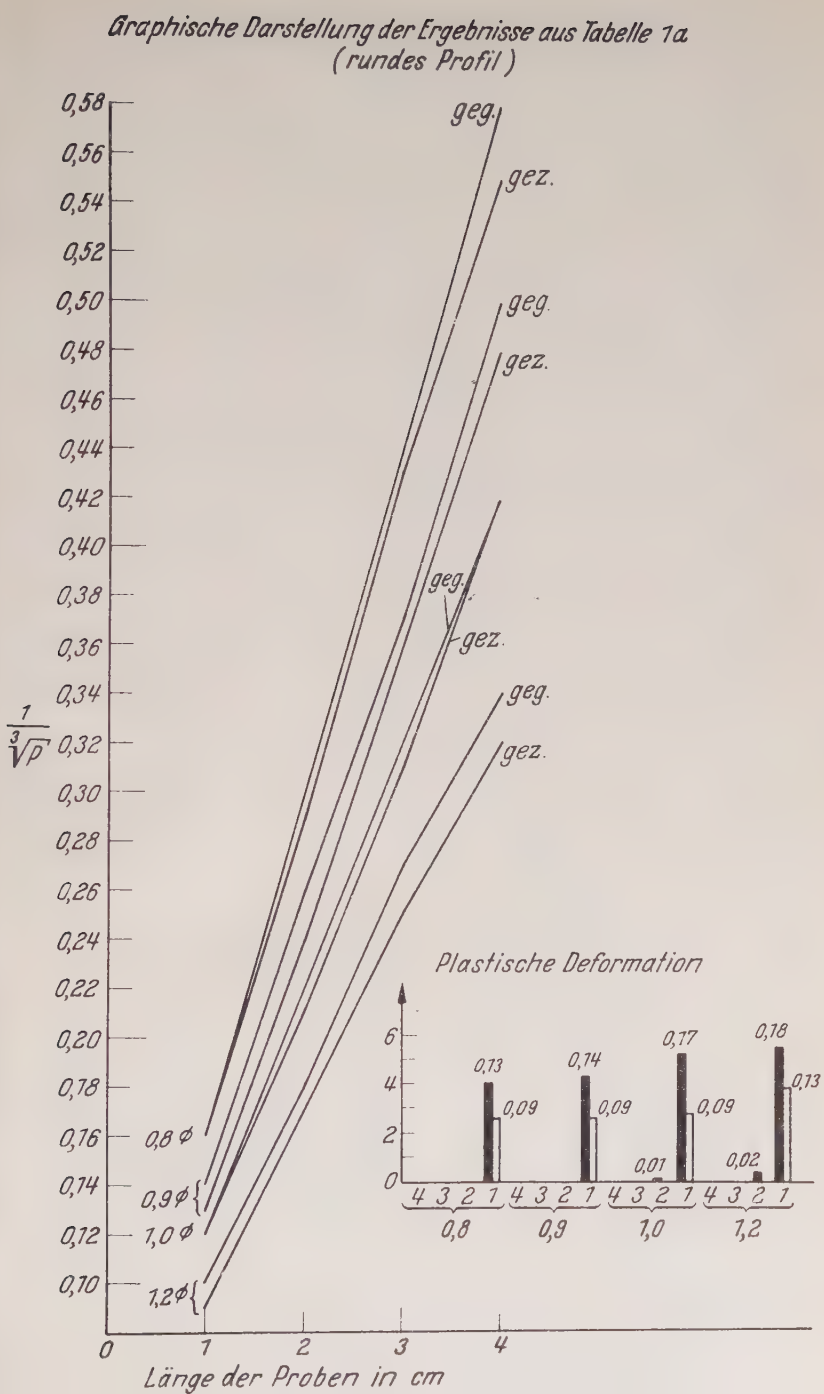
In den nun folgenden graphischen Darstellungen sind die Durchschnittswerte, die aus jeweils 10 Messungen ermittelt wurden, eingezeichnet.

Die Abszisse stellt den Maßstab für die Länge der Prüfkörper dar, auf der Ordinate ist die Belastung ($P^{-\frac{1}{3}}$) aufgetragen, da die Länge der Proben

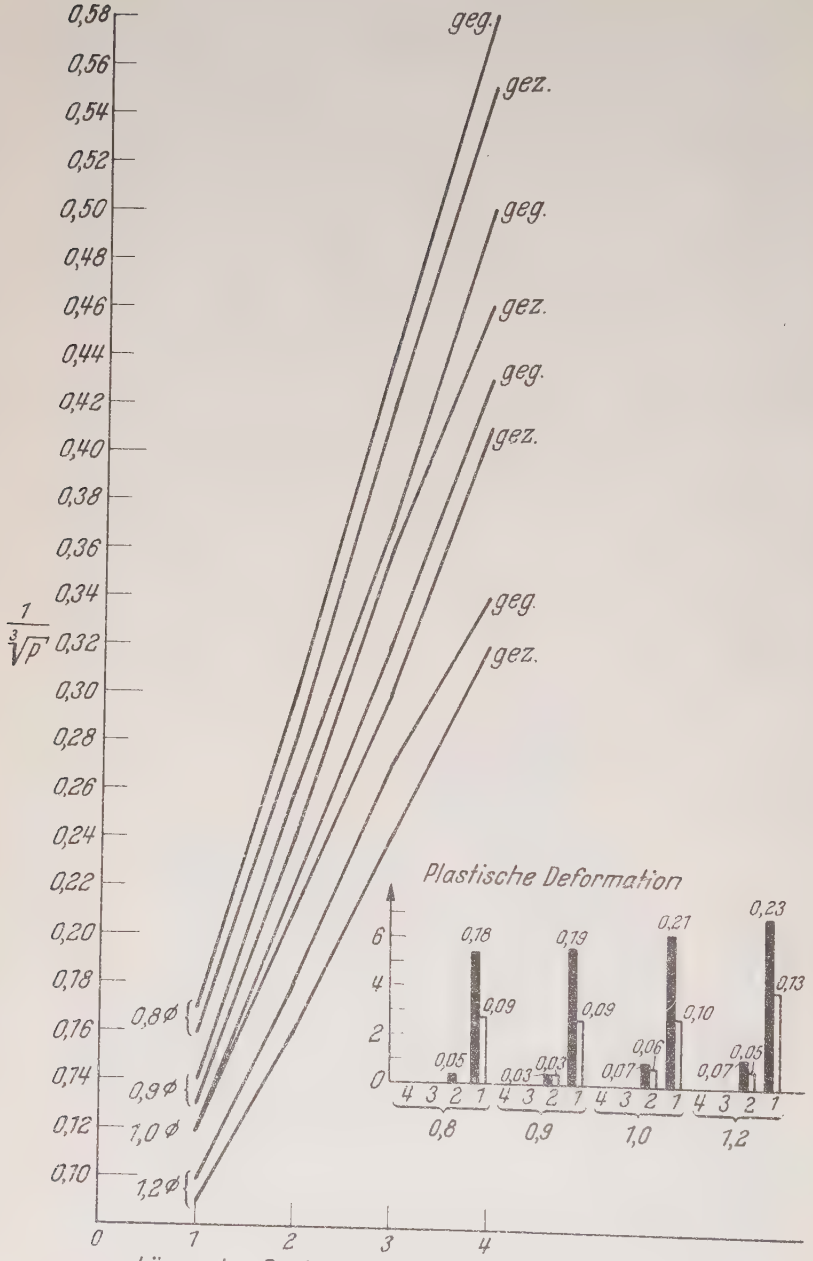
$$\frac{1}{\sqrt[3]{\text{Belastung}}}$$ ist.

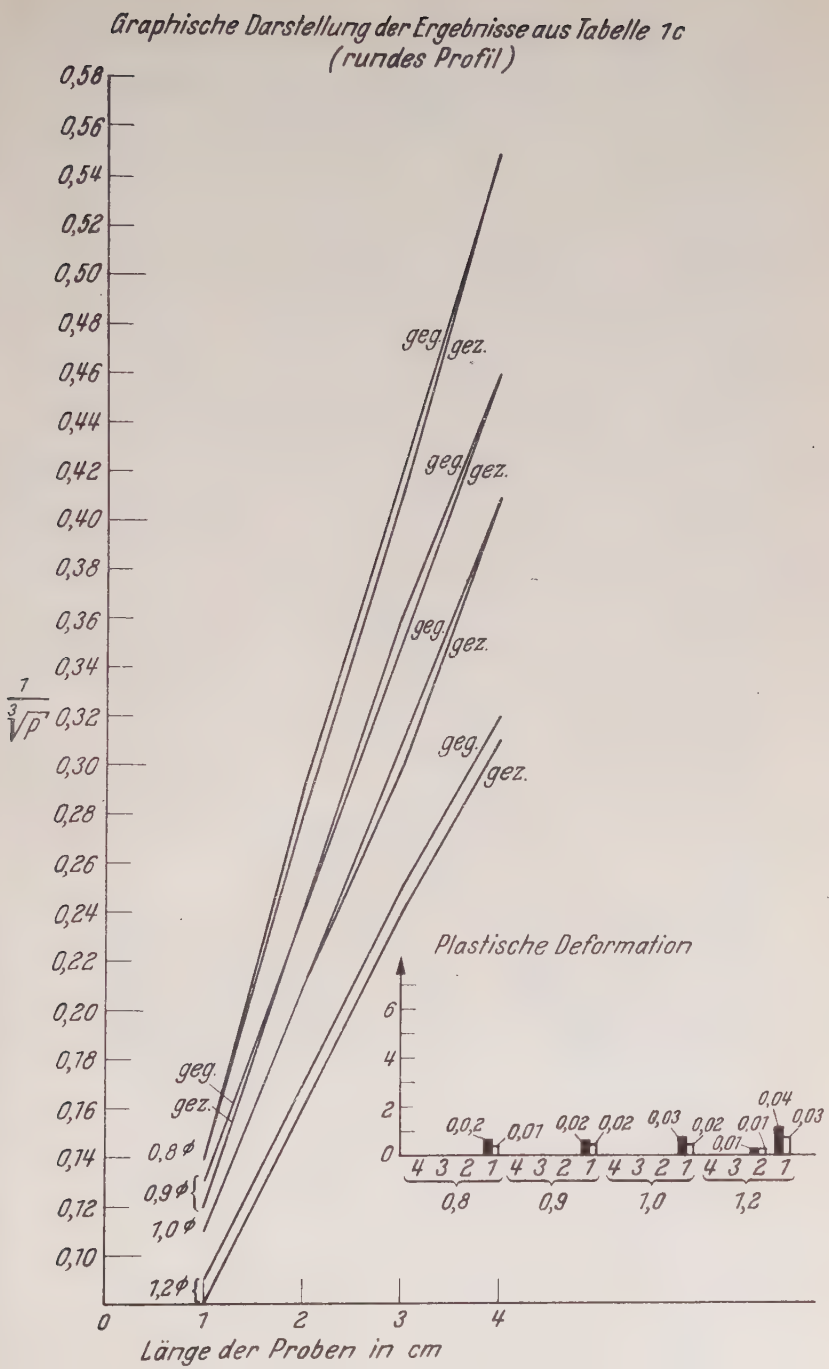
Plastische Deformation

Die in den Bildern die plastische Deformation darstellenden Säulen geben durch ihre Höhe das Ausmaß der bleibenden Verformung der Proben an. Die nach links oben herausgestrichenen Werte beziehen sich auf gegossenes, die nach rechts oben herausgestrichenen auf gezogenes Material. Es sind Angaben in Millimeter und stellen die mit Hilfe des Strahlensatzes errechneten wahren Werte dar.

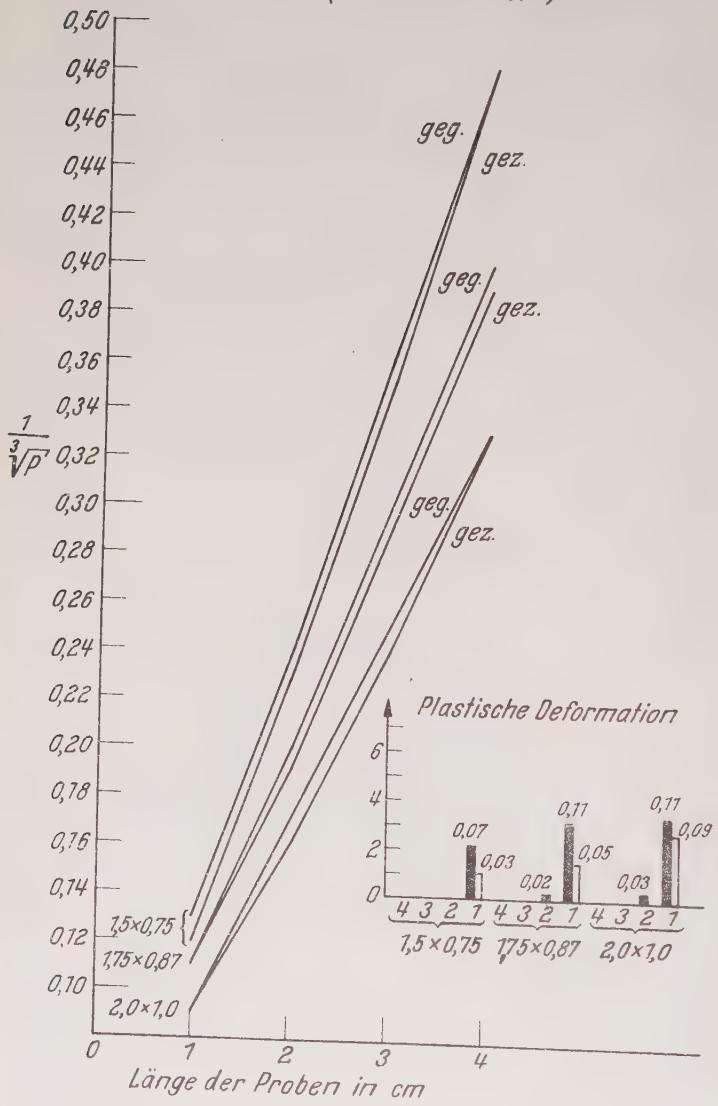

Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 1a
(rundes Profil)
0,58
0,56
0,54
0,52
0,50
0,48
0,46
0,44
0,42
0,40
0,38
0,36
0,34
0,32
0,30
0,28
0,26
0,24
0,22
0,20
0,18
0,16
0,14
0,12
0,10
1/∛p
geg.
gez.
geg.
gez.
geg.
gez.
geg.
gez.
0,8 ∅
0,9 ∅
1,0 ∅
1,2 ∅
0
1
2
3
4
Länge der Proben in cm
Plastische Deformation
6
4
2
0
0,13
0,09
0,14
0,09
0,01
0,17
0,09
0,02
0,18
0,13
4 3 2 1
0,8
0,9
1,0
1,2

Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 1 b.
(rundes Profil)

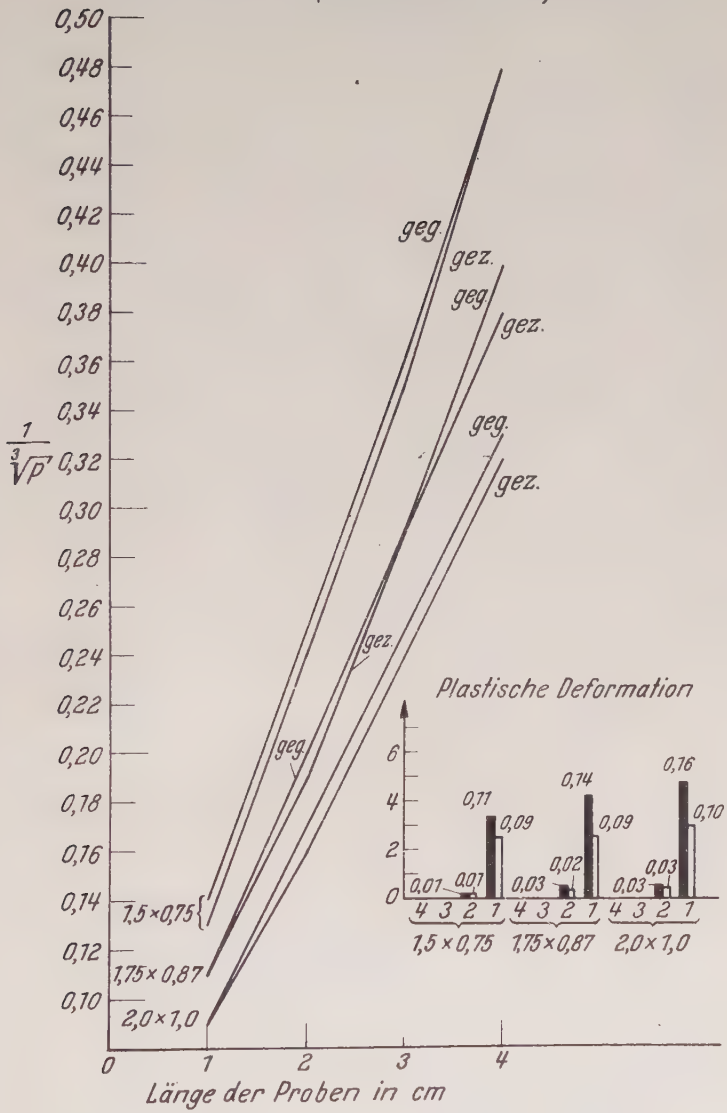



Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 1c
(rundes Profil)
0,58
0,56
0,54
0,52
0,50
0,48
0,46
0,44
0,42
0,40
0,38
0,36
0,34
0,32
0,30
0,28
0,26
0,24
0,22
0,20
0,18
0,16
0,14
0,12
0,10
$\frac{1}{\sqrt[3]{p}}$
geg.
gez.
0,8 ϕ
0,9 ϕ
1,0 ϕ
1,2 ϕ
0
1
2
3
4
Länge der Proben in cm
Plastische Deformation
6
4
2
0
0,02
0,01
0,02
0,02
0,03
0,02
0,01
0,04
0,03
0,01
4 3 2 1
0,8
0,9
1,0
1,2

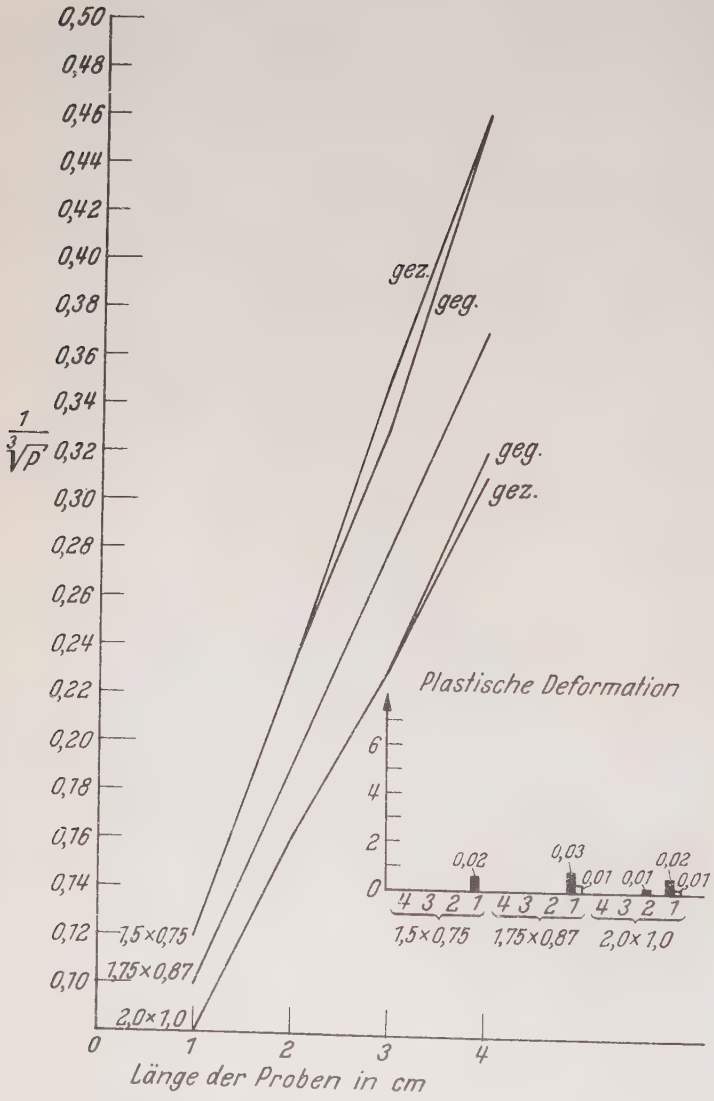
Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 2a
(halbrundes Profil)



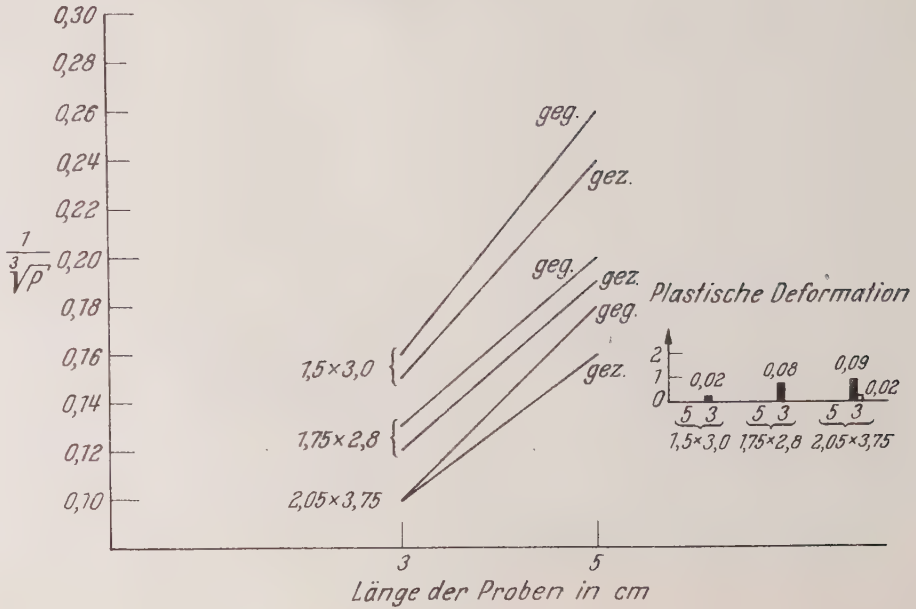
Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 2b
(halbrundes Profil)



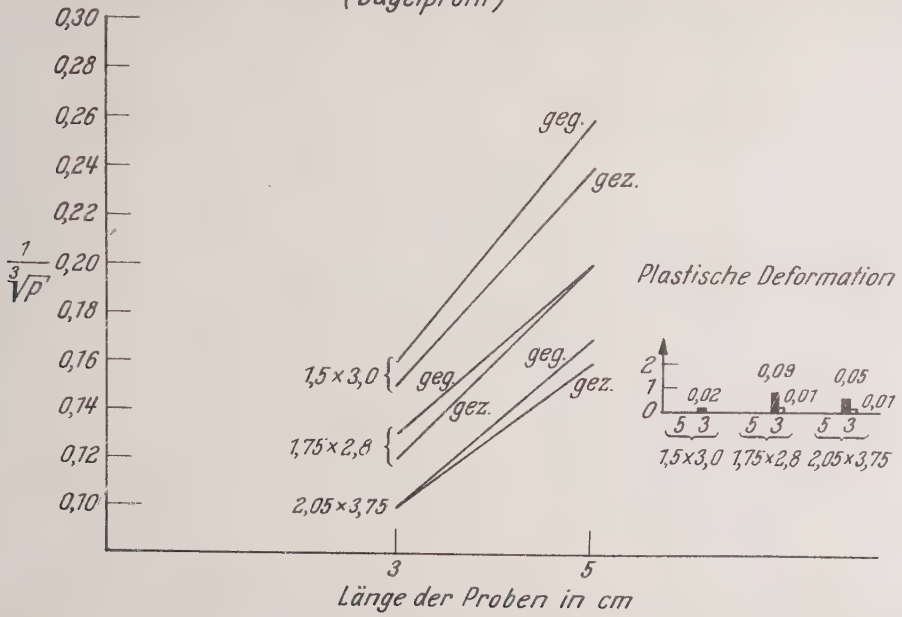
Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 2c
(halbrundes Profil)



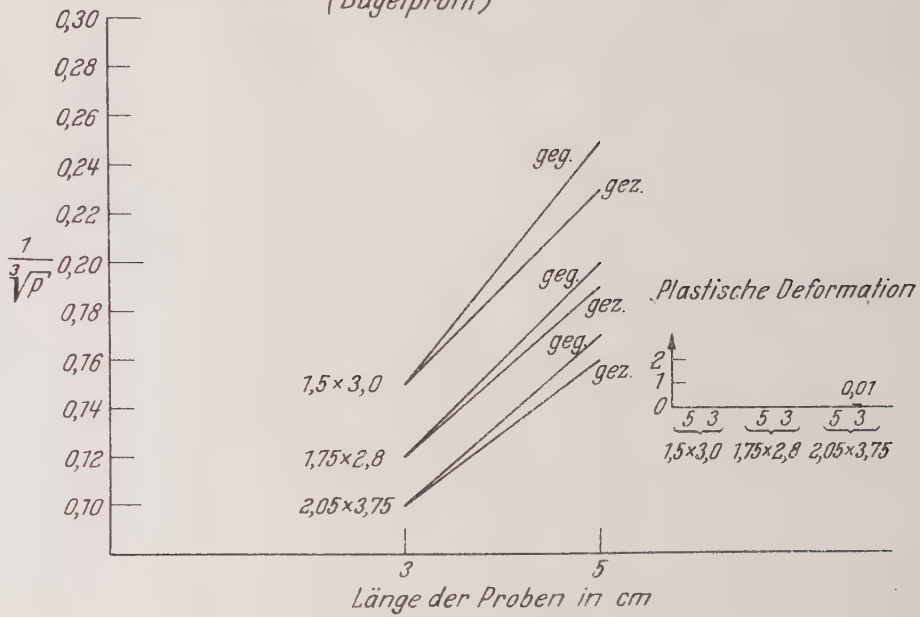
Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 3a
(Bügelprofil)



Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 3 b
(Bügelprofil)



Graphische Darstellung der Ergebnisse aus Tabelle 3 c
(Bügelprofil)



d) Beschreibung der Ergebnisse

Auslenkung

Die Tabelle 1a zeigt, daß die Deguflex-Drähte zur gewünschten Auslenkung mehr Kraft benötigen als die gegossenen Prüfkörper aus Degulor M. Dies ist bei allen geprüften Längen festzustellen. Durchschnittlich liegen diese Werte beim Deguflex um 16 % höher als bei gleichen aus Degulor M gegossenen Profilen.

Im gleichen Sinne sind die Werte der Deguflex-Proben aus den Tabellen 1b und 1c nach Wärmebehandlung zu deuten. Sie liegen im Schnitt um 23 % bzw. 5 % höher als die der gegossenen Prüfkörper.

Die Tabellen der halbrunden Profile und Bügelprofile lassen erkennen, daß hier im allgemeinen ebenfalls größere Kräfte zur Auslenkung der Deguflex-Drähte gebraucht wurden. Im Zustand nach dem Guß bzw. im Anlieferungszustand waren bei den halbrunden Profilen durchschnittlich 13 %, im geglühten Zustand 10 % und im vergüteten 2 % mehr Belastung nötig.

Die entsprechenden Werte der Bügelprofile betragen 20 %, 17 % und 14 %.-

Deformationen

Mit abnehmender Länge der Proben sind bleibende Deformationen der Prüfkörper zu erwarten. Niemals traten diese bei Probenlängen von 4 und 3 cm der runden und halbrunden Profile auf, wogegen sie bei den Bügelprofilen schon bei 3 cm-Längen zu beobachten waren.

Wie aus Tabelle 1a zu ersehen ist, beginnt die plastische Deformation bei den runden Profilen in geringem Maße bei den 2 cm-Längen, und zwar nur bei den gegossenen Proben mit dem Durchmesser 1,0 und 1,2 mm.

Die 1 cm-Längen zeigen alle eine bleibende Verformung, deren Werte bei den gegossenen Proben stets höher liegen als bei den gezogenen Drähten. Bei beiden steigen sie mit wachsendem Durchmesser an, abgesehen von einer Ausnahme.

Nach dem Glühen zeigen nach einer Belastung alle 2 cm-Längen eine plastische Verformung mit Ausnahme der gezogenen Drähte mit dem Durchmesser 0,8 mm. Die 1 cm-Längen weisen alle eine bleibende Deformierung auf, die auch hier, wie bei den 2 cm-Längen, in der Regel bei den gegossenen Proben größer ist als bei den gezogenen. Sie nimmt bei beiden Längen mit wachsendem Durchmesser zu, wenn man von zwei Ausnahmen absieht.

Der vergütete Werkstoff zeigt bei den 2 cm-Längen mit dem Durchmesser von 1,2 mm und den 1 cm-Längen geringe Werte, die auch hier bei den Degulor M-Stücken fast immer höher sind als bei den entsprechenden Deguflex-Drähten. Das Ausmaß der Deformation steigt mit wachsendem Durchmesser an.

Bei den halbrunden Profilen der Tabelle 2a ist durch die experimentelle Belastung eine bleibende Verformung der gegossenen Proben von 2 cm Länge und der Dimension 1,75 x 0,87 mm und 2,0 x 1,0 mm zu verzeichnen. Auch die 1 cm-Längen aller Dimensionen zeigen Werte, die bei den gegossenen Proben immer größer als bei den Deguflex-Drähten sind. Mit zunehmenden Dimensionen wachsen sie an.

Nach einer Glühbehandlung werden alle 2- und 1 cm-Längen durch die Auslenkung plastisch deformiert. Die Werte der gegossenen Proben sind fast immer größer als die der gezogenen, sie wachsen in der Regel mit zunehmender Dimension an.

Die Vergütung bewirkt, daß nur die gegossenen Stücke von 2 cm Länge mit der Dimension 2,0 x 1,0 mm und alle Proben von 1 cm Länge mit Ausnahme der Deguflex-Drähte der Dimension 1,5 x 0,75 mm bleibend verformt werden. Die größeren Werte liegen auch hier bei den gegossenen Proben und zeigen die Neigung, mit anwachsenden Dimensionen größer zu werden.

Von den 3 cm-Längen der Tabelle 3a werden die gegossenen Proben mit den Maßen 1,5 mm x 3,0 mm und 1,75 mm x 2,8 mm und die Prüfkörper aus Degulor M und Deguflex mit den Maßen 2,05 mm x 3,75 mm bleibend verformt.

Alle 3 cm-Längen mit Ausnahme der gezogenen Drähte 1,5 mm x 3,0 mm werden nach der Glühbehandlung durch die vorgenommene Belastung bleibend verformt.

Nach dem Vergüten ist diese Erscheinung nur bei den gegossenen 3 cm-Längen mit den Maßen 2,05 x 3,75 mm festzustellen.
Auch bei den Bügelprofilen gehören die höheren Werte der bleibenden Verformung in allen 3 Tabellen stets zu den gegossenen Proben. Von geringen Abweichungen abgesehen, nimmt das Ausmaß der bleibenden Deformation innerhalb einer bestimmten Länge mit größer werdender Dimension zu.

e) Auswertung der Ergebnisse

Die in den Tabellen und Diagrammen verzeichneten Meßergebnisse gestatten in mehrfacher Hinsicht eine Auswertung.

1. Die zur gewünschten Auslenkung nötige Kraft ist der Dimension direkt, der Länge der Proben indirekt proportional. Dies gilt sowohl für gegossenes als auch für gezogenes Material.

2. Die gezogenen Prüfstücke erfordern zur Auslenkung durchschnittlich mehr Kraft als die gegossenen. Es zeigt sich, daß die Verhältnisse umgekehrt liegen wie beim Verhalten der von H o f f m a n n vermessenen Edelstahlproben. Dieses Ergebnis ist insofern überraschend, als bisher angenommen wurde, daß sich Gold-Platin-Legierungen wie Edelstahl verhalten.

3. Die Glühbehandlung hat bei den runden Profilen eine Vergrößerung des Elastizitätsunterschiedes zwischen gegossenem und gezogenem Werkstoff zur Folge, während sie bei den halbrunden und Bügelprofilen diese Differenz geringer werden läßt.

Die Vergütung scheint auf Elastizitätsunterschiede zwischen gegossenem und gezogenem Werkstoff bei den vermessenen runden und halbrunden Profilen eine ausgleichende Wirkung zu haben. Dieser Ausgleich ist bei den stärker dimensionierten Bügelprofilen nicht in dem Maße zu erkennen.

4. Tritt bei gleichbleibender Auslenkung eine plastische Deformation auf, so nimmt diese allgemein mit der Längenverminderung der Prüfkörper zu und ist in der Regel bei dem gegossenen Körper größer als bei dem entsprechenden gezogenen.
Bei einer bestimmten Länge der Prüfkörper auftretende bleibende Verformungen sind um so größer, je größer die Dimension der Drähte ist.

2. Untersuchungen zur Prothesenmechanik

a) Methodik

Die zur Untersuchung der Prothesenmechanik benutzten 9 Modellgußprothesen (Abb. 2 bis 10 - siehe nächste Seiten) aus der Edelmetall-Legierung Degulor M gleichen in ihrer Konstruktion den von H o f f m a n n benutzten aus der Chrom-Kobaltlegierung Remanit (Guß). Bis auf eines zeigen alle Prothesengerüste als Hauptkonstruktionsmerkmal federnde Elemente, nämlich Bügel, federnde Appendices u. ä.

Eine besondere Zusatzkonstruktion von H o f f m a n n für das Meßbrett dient der Befestigung der Prothese (Abb. 11)

Abb. 11

und ermöglicht, das Ausmaß der bei Belastung auftretenden Sattelbewegungen durch einen Zeiger vergrößert auf eine Skala zu übertragen. Das verwendete Meßprinzip ist also das gleiche wie bei den vorangegangenen Messungen.

Folgende Maßnahmen sind, entsprechend den Angaben von H o f f m a n n , vor Beginn der Messungen durchzuführen:

1. Der zu prüfende, mit Kunststoff verkleidete Prothesensattel wird an beiden Enden, in der Mitte und an den Drittelpunkten jeweils im Bereich der Kieferkammitte durchbohrt.

2. Am Gipsmodell wird die diesem Freiendsattel entsprechende, unbezahnte Kieferstelle bis zur Medianlinie herausgesägt.

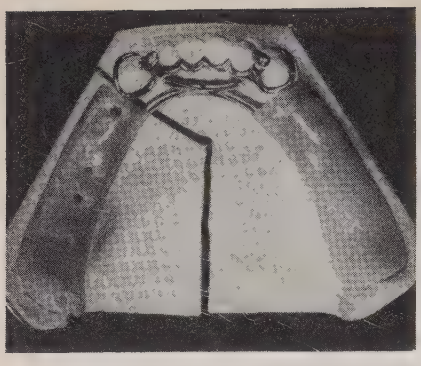


Abb. 2 Fall 1

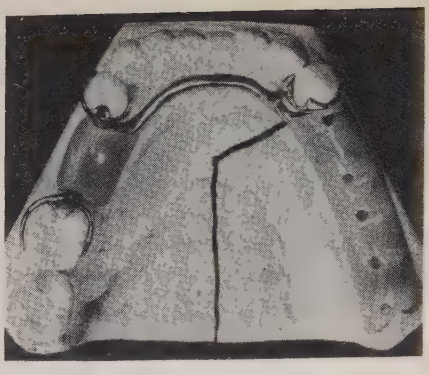


Abb. 3 Fall 2

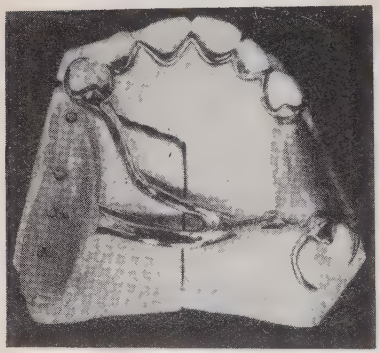


Abb. 4 Fall 3

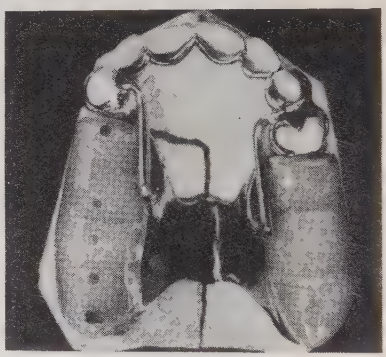


Abb. 5 Fall 4

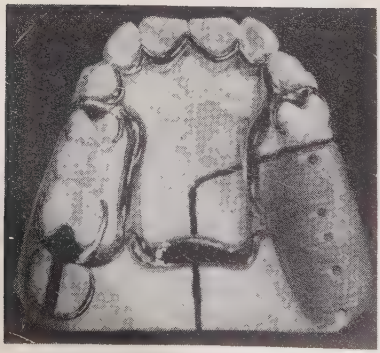


Abb. 6 Fall 5

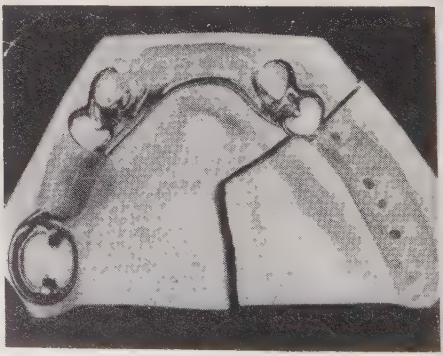


Abb. 7 Fall 6

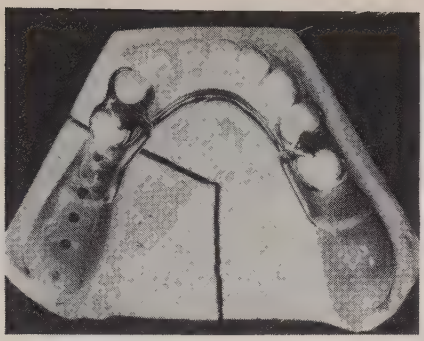


Abb. 8 Fall 7

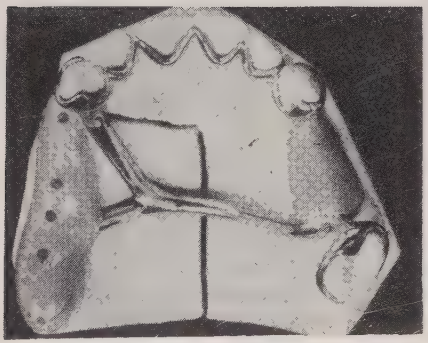


Abb. 9 Fall 8

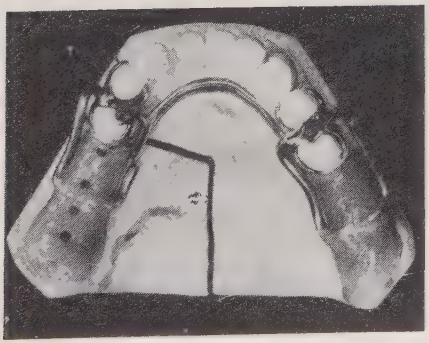


Abb. 10 Fall 9

3. Das die Prothese tragende Modell wird mit der nicht besägten Seite durch eine Schraubzwinge so am Meßtisch befestigt, daß die Edelmetallkonstruktion möglichst an der Stelle einer Auflage mitgefaßt wird. Auf diese Weise soll jede Bewegung dieses Prothesenteils bei Belastung des freistehenden ausgeschaltet werden.

4. Der freischwebende Sattel wird nacheinander an den Meßpunkten belastet, indem eine Drahtöse jeweils durch das betreffende Bohrloch geführt und befestigt wird. Diese Öse trägt an ihrem unteren Ende eine Waagschale, während ihr oberer Teil dem Zeiger als Auflage dient. Durch Einlegen von Gewichten in die Waagschale wird der Sattel um 0,5 mm gesenkt. Dieser Wert entspricht der durchschnittlichen maximalen Schleimhautnachgiebigkeit unter Prothesen und wurde durch entsprechende Messungen von U h l i g und S t r a c k ermittelt. Der zu dieser Sattelbewegung gehörige vergrößerte Skalawert wird vorher mit Hilfe des Strahlensatzes ausgerechnet. Er muß für jede Messung an den verschiedenen Sattelpunkten neu ermittelt werden, da der Abstand zwischen dem Zeigerdrehpunkt und der Zeigerauflage bei jeder Messung ein anderer ist.

b) Tabelle und graphische Darstellung

Die Tabelle (4) gibt Auskunft über die gemessenen Belastungswerte an federnden Prothesensätteln, die jeweils mesial, in der Mitte und distal sowie jeweils zwischen diesen 3 Punkten belastet worden sind. Jeder Sattel ergibt somit 5 Meßwerte. Da die verwendeten Prothesengerüste in ihrer Form denen von H o f f m a n n entsprachen, sind seine Werte jeweils in Klammern zum Vergleich angeführt.

Im folgenden Diagramm (4) sind dann die zur vertikalen Sattelbewegung von 0,5 mm nötigen Belastungswerte zusammengestellt und für jeden Fall zu einer Kurve miteinander verbunden. Diese Darstellung läßt Rückschlüsse auf die Art der Sattelbewegungen zu.

Tabelle 4

Ergebnisse der Messungen an Prothesen

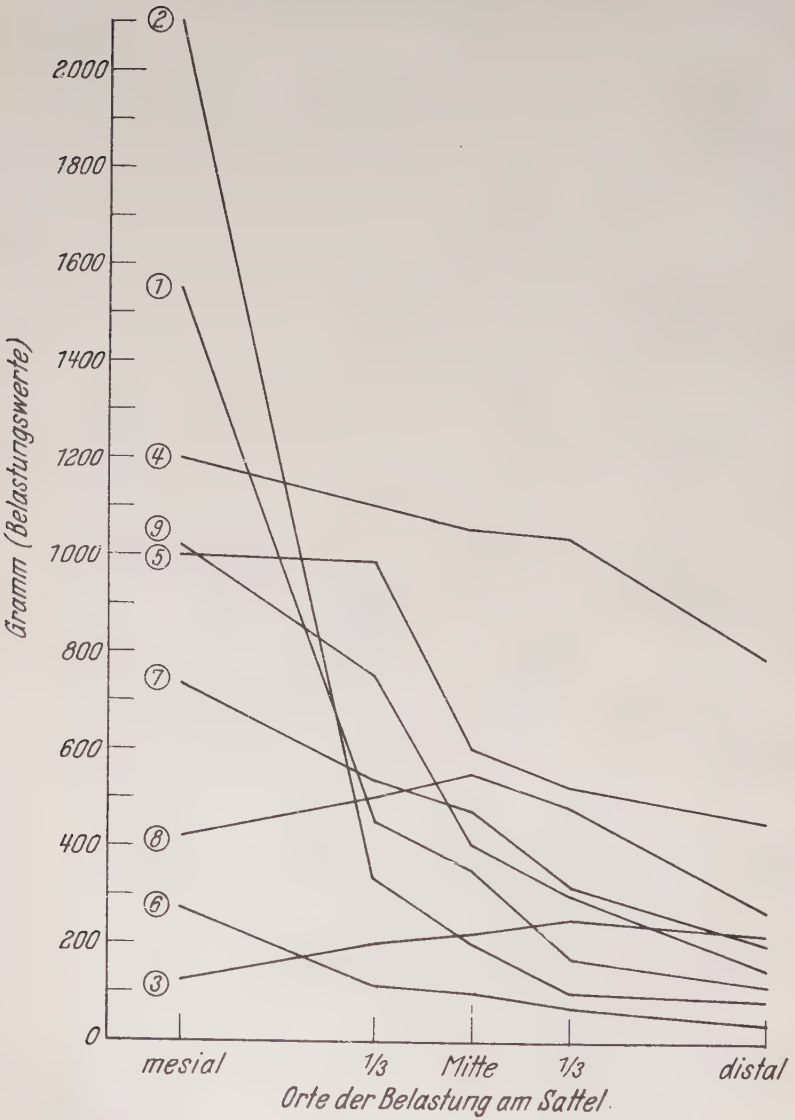
(Angaben in g)

Modell Nr.	mesial	$\frac{1}{3}$	Mitte	$\frac{1}{3}$	distal	Belastungsdifferenz
	(2850)	(690)	(420)	(290)	(135)	
1	1550	450	350	170	120	1430
	(2600)	(570)	(340)	(220)	(110)	
2	2100	340	200	150	90	2010
	(115)	(160)	(145)	(140)	(130)	
3	120	200	220	250	220	100
	(1000)	(770)	(530)	(430)	(340)	
4	1200	1100	1050	1030	780	420
	(1500)	(1300)	(950)	(590)	(540)	
5	1000	980	600	320	450	550
	(460)	(280)	(210)	(160)	(100)	
6	270	110	100	70	45	225
	(1680)	(1000)	(640)	(550)	(280)	
7	740	530	470	320	200	540
	(590)	(800)	(800)	(620)	(400)	
8	420	500	550	480	270	150
	(3000)	(2000)	(1450)	(880)	(570)	
9	1020	750	400	300	150	870

Die Prothesen der Modelle 3 und 4 wurden relativ stark modelliert. Die in Klammern gesetzten Zahlen geben H o f f m a n n s Werte an.

Graphische Darstellung der Belastungsergebnisse an den vorliegenden Freiendsätteln.

○ Modellnummer



c) Ergebnisse

Je größer die Differenz zwischen den Belastungswerten des medialen und distalen Sattelendes ist, um so mehr entfernt sich die Bewegungsform des betreffenden Sattels von der translatorischen, d. h. er rotiert, wird er an irgendeiner Stelle belastet, um einen mehr oder weniger sattelnahen Punkt. Die zur Vermessung benutzten Prothesen sind in dieser Hinsicht verschieden zu bewerten. Die Konstruktionen der Modelle 3, 8 und 6 sind als günstig zu bezeichnen, während die Belastungsdifferenz der Fälle 1 und 2 relativ groß ist. Die Werte der übrigen Fälle (4, 7, 5 und 9) liegen in der Mitte.

Die beim Kauvorgang entstehende Kraft wird sowohl vom Prothesenlager als auch von den mechanischen Eigenschaften des federnden Werkstoffes aufgenommen. Die in dem Diagramm verzeichneten Mittenbelastungswerte geben einen Hinweis auf das durchschnittliche Ausmaß der der Kaukraft entgegengesetzten Kraft.

Im einzelnen werden die gefundenen Werte der 9 Prothesenkonstruktionen im Zusammenhang mit den Befestigungselementen zu diskutieren sein. Im folgenden Abschnitt wird daher zuerst die Vermessung der an den Prothesengerüsten befindlichen Klammern beschrieben.

3. Messung an gegossenen Klammern

Das Verankerungssystem einer nach dem Modellgußverfahren hergestellen Einstückgußprothese ist für ihre Funktionstüchtigkeit von ausschlaggebender Bedeutung. Neben der Übertragung eines Teiles der Kaukraft auf die Parodontien des Restgebisses fällt dem Verankerungssystem vornehmlich bei einer Freiendprothese die Aufgabe zu, Elevationsbewegungen während des Kauens zu verhindern. Die den Gußklammern innewohnenden Kräfte müssen also groß genug sein, um diesen Auswirkungen begegnen zu können.

Da bei der Konstruktion der Gußklammer die Tiefe des Unterschnittes am Zahn von der Länge des Klammerarmes abhängt, wurde bei den Messungen der Grad der Auslenkung ebenfalls durch die Armlänge bestimmt.

Die Angaben der Firma J e l e n k o & C o . lassen die Abhängigkeit der Unterschnittiefe von der Länge des Klammerarmes deutlich werden:

Länge in mm	höchstzulässige Unterschnittiefe in mm
bis 7,6	0,25
7,6 bis 15,2	0,5
15,2 bis 20,3	0,75

a) Methodik

Die Untersuchungen wurden mit dem schon beschriebenen Klammermeßbrett nach dem bisher angewendeten Prinzip an den vorhandenen neun Modellgußprothesen ausgeführt. Eine spezielle, wiederum von H o f f m a n n entworfene Vorrichtung (Abb. 12)

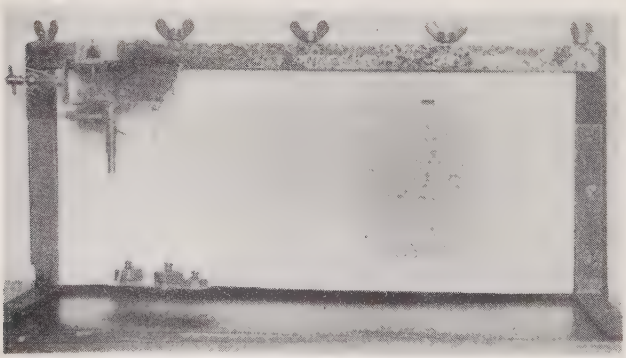


Abb. 12

diente der Befestigung des in Stentsmasse eingebetteten Prothesengerüstes. Nur die zu prüfende Klammer ragte heraus und wurde, dem Wirkungsprinzip der neuzeitlichen Gußklammer entsprechend, an der Spitze belastet.

b) Tabelle

Die Tabelle (5) zeigt, daß alle Klammern durch die vorgenommene Auslenkung keinerlei plastische Deformation erlitten haben. Die mehr oder weniger großen Unterschiede der Werte bei nur geringem Längenunterschied der Klammerarme erklären sich daraus, daß alle Klammern ohne vorgeformte Wachsschablonen modelliert wurden, um sie in ihrer Form möglichst den Stahlklammern anzugleichen. Sie entsprechen jedoch trotzdem alle dem für Gußklammern empfohlenen "Kuhhornprinzip".

Auch in dieser Tabelle (5) sind die von H o f f m a n n an gegossenen Edelstahlklammern gefundenen Werte zum Vergleich aufgeführt.

Tabelle 5

Ergebnisse der Messungen an gegossenen Klammern

(Angaben in g)

Modell Nr.	Klammerzahn	Klammerlänge in g	Wahrer Wert d.Auslenkung	Wert der Belastung in g	Edelstahl Hoffmann
3	3	11,5	0,5	650	1370
3	7	12	0,5	470	730
4	3	9	0,5	780	1500
5	7	13	0,5	530	1280
8	7	14	0,5	500	1150
9	3	7	0,25	750	1400
2	4	11	0,5	1050	1620
2	4	19	0,75	510	1040
1	3	10	0,5	910	1550
5	6	12	0,5	640	1370

c) Ergebnisse

Wie dem Elastizitätsmodul des Werkstoffes entsprechend zu erwarten war, liegen die Belastungswerte stets unter denen der gegossenen Stahlklammern. Sowohl die eigenen Messungen an Edelmetallklammern als auch die von H o f f m a n n an Edelstahlklammern durchgeführten zeigen unter Berücksichtigung der oben angeführten Jelenko-Werte für gegossene Klammerarme keine bleibenden Deformationen.

d) Auswertung und Diskussion der Ergebnisse von 2c. Prothesenmechanik und 3c. Klammermessungen

Die geringe Belastungsdifferenz zwischen medialem und distalem Sattelende der Fälle 3, 8 und 6 zeigt, daß die Feder geeignet ist, die Sattelbewegung im translatorischen Sinne zu beeinflussen. Hier handelt es sich um einseitige Freiendprothesen, deren Sättel unabhängig vom Ort der Belastung Bewegungen ausführen, die nahezu parallel zu sich selbst gestaltet sind.

Günstige Werte zeigen insbesondere die beiden für den Oberkiefer bestimmten Prothesen (3, 8). Hier ist es auf Grund des Zahnbestandes möglich, eine wirkungsvolle Verankerung zu finden. Der den Sattel tragende, federnde Teil ist bei beiden Prothesen so konstruiert, daß er während der Funktion elastische Verbiegungen im wesentlichen über die plane, dem Gaumendach aufliegende Fläche erleidet. Dies wird neben der Tatsache, daß der Federarm so am Sattel ansetzt, daß zu beiden Seiten annähernd gleichgroße Sattelanteile liegen, mit den Ausschlag für dessen günstig zu beurteilende Bewegung geben.

Etwas anders liegen die Verhältnisse bei der für den Unterkiefer bestimmten Prothese (6). Ihr für diese Konstruktion relativ langer Federteil läßt durch seinen vom Unterkiefer vorgeschriebenen Verlauf und seinen Ansatzpunkt am Sattel eine gleichgünstige Sattelbewegung wie bei den Fällen 3 und 8 nicht zu. Ein besseres Ergebnis wird zu erreichen sein, wenn durch entsprechende Bezahnung dieses Sattels, wie sie auch H o f f m a n n für diesen Fall empfiehlt, die Kaukraft nur innerhalb der Drittelpunkte angreifen kann.

Die Prothese des Modells 2 zeigt das schlechteste Ergebnis, das der doppelseitigen Freiendprothese für den UK (1) ist nur wenig besser.

Mit Ausnahme der OK-Prothese (5), die einen ähnlich wie bei Fall 3 und 8 geformten, im Mittelbereich des Sattels befestigten Federteil aufweist, zeigen diese Gerüste federnde Appendices, die eine günstige Wirkung auf die Sattelbewegung auszuüben scheinen.

Betrachtet man die Belastungswerte der untersuchten Prothesensättel, so gewinnt man einen Eindruck von der möglichen Größe des durch die Federkonstruktionen auf das Restgebiß übertragenen Kaukraftanteils. Er ist als gering zu bezeichnen im Vergleich zu den während des Kauens auf den Sattel einwirkenden Kräften.

Letztere betragen nach U h l i g s Untersuchungen (zitiert nach H o f f m a n n), bezogen auf die hier vorliegenden Fälle, etwa zwischen 5000 - 15000 g, während die durchschnittlichen Mittenbelastungswerte der Degulor-M-Prothesen sich zwischen 100 und 1050 g bewegen.

Für die beim Kauvorgang auch auftretenden horizontalen Schubkräfte, die durch die Befestigungselemente der Prothese auf die restlichen Zähne übertragen werden, sind die Ergebnisse der Klammermessungen aufschlußreich. Sie lassen erkennen, daß die zur höchstzulässigen Auslenkung nötigen Kräfte bei

der kurzen Klammer 750 g (Hoffmann: 1400 g),
den Klammern mittlerer Länge durchschnittlich
691,25 g (Hoffmann: 1321,25 g) und
der langen Klammer 510 g (Hoffmann: 1040 g) betragen.

Wie zu erwarten, weichen die Werte der Edelmetallprothesen von denen der Edelstahlprothesen ab. Sie liegen unter den Werten der Vergleichsstücke, mit Ausnahme der Ergebnisse der Prothesen 3 und 4. Diese Konstruktionen sind stärker ausgefallen als die entsprechenden aus Remanit fh.

V. Bewertung für die Praxis

Abgesehen von der für die Gußklammer empfohlenen Kuhhornform sind gegossene Prothesenteile aus Degulor M etwa in der gleichen Stärke wie entsprechende gezogene aus Edelmetall zu verwenden, da sie bei gleicher elastischer Verbiegung Kräfte entfalten, die in ihrer Größe nur wenig unter denen gezogener Elemente liegen. Besonders bei den für federnde Appendices gebräuchlichen Dimensionen ist der Unterschied sehr gering, während er bei den Bügelstärken etwas größer ist.

Ganz allgemein werden Edelmetallprothesen in ihren Ausmaßen etwas stärker modelliert werden müssen als entsprechende Stücke aus Edelstahl, sollen sie annähernd gleiche elastische Eigenschaften aufweisen.

Diese Feststellungen gelten nur, wenn die verwendeten Edelmetall-Legierungen vergütet worden sind. Die plastische Deformation wird durch Vergütung hintan gehalten.

Ein federndes Prothesenelement bestimmter Dimension darf nur von einer bestimmten Länge an verarbeitet werden, damit es bei im Munde auftretenden Beanspruchungen keine plastische Deformation erleidet. Es kann um so kürzer sein, je geringer die Dimension ist.

Mit Hilfe federnder Elemente sind Prothesenkonstruktionen möglich, die es erlauben, daß der Sattel bei Beanspruchung nahezu parallel mit sich selbst einsinkt. Ansatzpunkt des Federteils am Sattel und am Verankerungssystem spielen hierbei eine wichtige Rolle.

VI. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit zeigt Untersuchungsergebnisse, die sich auf das elastische Verhalten der Platingold-Legierung D e g u l o r M beziehen. Die Edelmetall-Legierung D e g u f l e x wurde in gleicher Weise geprüft, so daß hierdurch eine Vergleichsmöglichkeit mit gezogenem Material geschaffen wurde. Durch Gegenüberstellung der eigenen Ergebnisse mit denen, die einer früheren Arbeit entnommen wurden und sich auf Edelstahl beziehen, treten deutliche Unterschiede zwischen beiden Werkstoffen hervor. Da sie verschiedene Elastizitätsmoduln haben, war dies zu erwarten. Daß zur Auslenkung gegossener Proben aus Edelmetall durchschnittlich weniger Kraft nötig ist als bei gezogenen unter sonst gleichen Bedingungen ist insofern überraschend, als die Verhältnisse beim Edelstahl genau umgekehrt liegen.-

Auch der Einfluß einer Wärmebehandlung bei den Edelmetall-Legierungen wird sichtbar. Durch Vergütung wird der elastische Bereich auf Kosten des plastischen erweitert.

Unter Verwendung der geprüften Gußlegierung wurden neun verschiedene Freiendprothesen nach dem Modellgußverfahren hergestellt.

Durch die Belastungsergebnisse der Sättel an verschiedenen bestimmten Punkten konnten die Konstruktionen in bezug auf die anzustrebenden translatorischen Sattelbewegungen verschieden bewertet werden. Es zeigte sich, daß einseitige Freiendprothesen unter Verwendung federnder Elemente und bei Vorhandensein ausreichender Verankerungsmöglichkeit am Restgebiß durchaus gute Ergebnisse liefern können.

Die Übertragung eines Teiles der Kaukraft auf das Restgebiß durch die Konstruktionselemente der Prothese ist nur gering im Vergleich zu den auf den Sattel möglicherweise einwirkenden Kaukräften.

Die Ergebnisse der Klammermessungen zeigen, daß durch die Auslenkung bei Berücksichtigung der J e l e n k o - Werte keine bleibenden Verformungen eintreten. Bei Vorhandensein eines für die Verankerung günstigen Restgebisses und richtiger Auswahl der Klammerzähne ist anzunehmen, daß die Gesamtheit der den Gußklammern innewohnenden Kräfte ausreichen wird, ein Abhebeln der Prothese beim Kauakt hintan zu halten, unter gleichzeitiger Schonung der einzelnen Parodontien.

VII. Literaturverzeichnis

1. Baetz, E. — Klammerprüfung in Abhängigkeit von Form und Dimension
Dtsch. zahnärztl. Wschr. , 57 (1931)

2. Biaggi-Bachmann, D. — Biologische und mechanische Grundlagen für die Konstruktion der einseitigen und doppelseitigen Freiendprothese
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 56, 197 (1946)

3. Burghardt, M. — Die Federwinkelklammer
Zahnärztl. Welt 8, 352 (1953)

4. Eichner, K. — Zur Messung von Klammerkräften bei der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 8, 135 (1953)

5. Eichner, K. — Messungen von Befestigungsklammern aus verschiedenen Materialien
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 9, 1306 (1954)

6. Elbrecht, A. — Systematik der abnehmbaren, partiellen Prothese
Verlag J. A. Barth, München 1950

7. Eichner u. Weiß — Graphische Darstellung des elastischen Verhaltens der gebräuchlichsten Klammerdrähte
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 10, 1130 (1955)

8. Eggert, F.; Issel, P; Loebich, O. — Über das Aktivieren und Biegen von Drahtklammern
D. Dtsch. Zahnärztebl. 10, 231 (1956)

9. Fehr, C. U. — Hauptprobleme der abnehmbaren Teilprothese
Zahnärztl. Rsch. 61, 144 (1952)

10. Fehr, C. U. — Zur Frage der Befestigung und Abstützung der abnehmbaren Teilprothese
Österr. Zschr. Stom. 50, 33 (1953)

11. Hiege, W. — Klammerkraft und Zahnlockerung
Med. Diss. F. U. Bln 1953

12. Hoffmann, W. — Zur Mechanik zu Freiendprothesen aus Stahl unter Berücksichtigung materialtechnischer Prüfungen
Med. Diss. F. U. Bln 1957

13. Hehring, H. — Partielle Modellgußprothesen nach dem Ney-System, ein Erfahrungsbericht
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 17, 698 (1962)

14. Kantorowicz, A. — Zur Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 4, 141 (1949)

15. Loebich, O. — Über die Elastizität federnder Dentallegierungen
I. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 8, 464 (1953)
II. Zahnärztl. Welt 8, 203 (1953)
III. Dtsch. zahnärztl. Zschr. 10, 133 (1955)

16. Lympius, W. — Die Messung der horizontalen und vertikalen Klammerkräfte nach Fehr
Med. Diss. F. U. Berlin 1952

17. Rehberg, H.-J. — Ein Beitrag zum Problem der Federn und des Federdrahtmaterials in der Prothetik
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 7, 101 (1952)
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 8, 1270 (1953)

18. Singer, F. — Das Ney-System
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 11, 177 (1956)

19. Singer, F. — Starr, federnd, gelenkig?
Zahnärztl. Praxis 6, Nr. 5 (1955)

20. Uhlig, H. — Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 8, 30 (1953)

21. Weiß, G. — Tabellenmäßige Festlegung der Klammerkraft durch Errechnung und Experiment in Abhängigkeit von Drahtlänge und -stärke verschiedener Materialien für die zahnärztliche Prothetik
Med. Diss. F. U. Bln 1955

22. Wild, W. — Über die planmäßige Behandlung des Lückengebisses
Dtsch. zahnärztl. Zschr. 4, 131 (1949)

23. Willer, M. — Spiralklammer, die Lösung des Klammerproblems durch Distanz
Zahnärztl. Welt 8, 561 (1953)

Für die Überlassung des Themas und die wertvollen Hinweise bei der Durchführung dieser Arbeit danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. med. dent. Karl Eichner recht herzlich.

Mein Dank gilt ferner der Firma Degussa, Frankf./M., die mir in großzügiger Weise die zu den Untersuchungen benötigten Edelmetall-Legierungen zur Verfügung stellte.

L e b e n s l a u f

Am 8. September 1919 wurde ich, Heinz Georg Fuhrmann, als Sohn des Zapfers Georg Fuhrmann und seiner Ehefrau Gertrud, geb. Neumann, in Berlin geboren.

Vom 6. bis zum 11. Lebensjahre besuchte ich die Volksschule und dann die Carl-Michaelis-Oberrealschule. Im März 1939 legte ich an dieser Anstalt die Reifeprüfung ab.

Anschließend ging ich zum Arbeitsdienst, darauf zur Wehrmacht. Im September 1945 wurde ich aus der Kriegsgefangenschaft entlassen und begann, das Zahntechnikerhandwerk zu erlernen. Die Gesellenprüfung bestand ich im März 1949 und arbeitete als Techniker bis zum Beginn des Studiums der Zahnheilkunde an der Freien Universität Berlin im Sommersemester 1953.

Dort legte ich im Juli 1955 die zahnärztliche Vorprüfung und im August 1958 die zahnärztliche Prüfung ab.

Seit dieser Zeit bin ich als Zahnarzt tätig.